

بررسی اثر میکروکانال‌های laser-lok بر روی تنش‌های وارد بر استخوان کرستال به روش آنالیز المان محدود

خلاصه

مقدمه: در این تحقیق با روش آنالیز المان محدود به بررسی تأثیر میکروکانال‌های Laser-Lok بر روی توزیع تنش‌های وارد بر استخوان کرستال در ناحیه فصل مشترک استخوان با کولار در ایمپلنت Laser-Lok می‌پردازیم و نتایج را با نمونه شاهد که فاقد این میکروکانال‌ها است، مقایسه می‌نماییم تا مشخص گردد که طراحی خاص میکروکانال‌های Laser-Lok چه تأثیری بر روی میزان تنش‌های وارد بر استخوان کرستال خواهد داشت.

روش بررسی: برای انجام آنالیز المان محدود در ابتدا مدل سه بُعدی ایمپلنت Laser-Lok و ایمپلنت شاهد و همچنین مدل سه بُعدی استخوان فک پایین (مندیل) را تهیه کردیم. سپس هر دو ایمپلنت را به‌طور جداگانه با استخوان مندیل در ناحیه پره‌مولر، البته با در نظر گرفتن شرایط مرزی مناسب، مونتاژ نمودیم. پس از مش‌بندی و در نظر گرفتن المان‌های مطلوب با توجه به نیروهای وارد بر دندان در حین جویدن و در نظر گرفتن شرایط طبیعی، نیروی ۱۰۰ نیوتنی را در دو حالت محوری و مایل با دو زاویه ۱۵ و ۴۵ درجه به مرکز اباتمنت هر دو ایمپلنت Laser-Lok و شاهد در شرایط کاملاً یکسان وارد کردیم.

یافته‌ها: نتایج به‌دست آمده در این تحقیق حاکی از کاهش تنش‌های وارد بر استخوان کرستال در ایمپلنت Laser-Lok نسبت به ایمپلنت شاهد بود. به‌طور کلی در تمامی حالات ایمپلنت Laser-Lok نسبت به نمونه شاهد، برتر نشان داد و تنش کمتری را به استخوان کرستال اطرافش وارد کرد.

نتیجه گیری: این نتایج نشان دهنده مؤثر بودن طراحی خاص میکروکانال‌های Laser-Lok بر روی کولار در جهت کاهش تنش‌های وارد بر استخوان کرستال اطراف بود. با توجه به فرضیه تأثیر عوامل استرس‌زا مبنی بر اینکه هرچه تنش‌های وارد بر استخوان کرستال کمتر باشد احتمال تحلیل استخوان در این ناحیه نیز کمتر است، می‌توان ادعا کرد که این طراحی منحصر به فرد ایمپلنت Laser-Lok در نهایت منجر به کاهش تحلیل استخوان کرستال در این ایمپلنت می‌گردد.

واژه‌های کلیدی: ایمپلنت لیزرلاک (Laser-Lok)، آنالیز المان محدود (FEA)، تحلیل استخوان کرستال، توزیع تنش، سطح ایمپلنت، میکروکانال‌های لیزرلاک

رضا ایبانی^۱

الهیاد گرامی^۲

مسعود خندانی^۱

کاوه سیدان^۳

مسعود رنگی^{۴و۵}

^۱ کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی - بیومتریال،
دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی
واحد علوم و تحقیقات

^۲ استاد ارتودنسی، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم
پزشکی تهران

^۳ دانشیار پروتز، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم
پزشکی شهید بهشتی

^۴ استادیار بیومتریال، دانشکده مهندسی پزشکی
دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات

^۵ استادیار، دانشکده مهندسی دانشگاه امام حسین (ع)

نویسنده مسئول: کاوه سیدان، تهران، دانشگاه علوم پزشکی شهید
بهشتی، دانشکده دندانپزشکی، تلفن: ۰۹۱۲۳۳۹۷۹۷۰
پست الکترونیک: kseyedan@hotmail

مقدمه

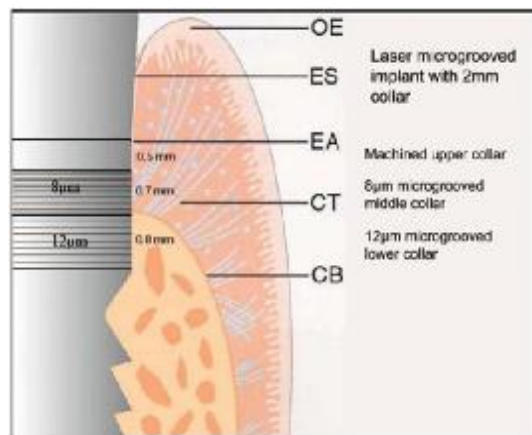
نشان داده است که روش سندبلاست با درجه درشت‌تر همراه با روش
اچ‌کردن با اسید (SLA) باعث افزایش استواینتگریشن در حدود ۵۰
درصد پس از گذشت ۱۰ هفته می‌شود. روش ماشین‌کاری شیارهایی را
به اندازه ۰/۵ تا ۱ میکرون در سطح ایجاد می‌کند. حال اگر این سطح
ماشین‌شده پولیش شود، سطح ایمپلنت در ابعاد نانومتری نیز صاف
می‌گردد. در ابعاد سلولی هیچ یک از دو سطح ماشین یا پولیش شده
سطح بافت‌داری را ایجاد نمی‌کنند که باعث افزایش استواینتگریشن
گردد. در سطوح بلست شده یا اچ شده ایمپلنت، شیارهایی به اندازه ۲
تا ۲۰ میکرون به‌وجود می‌آیند که سلول‌های استخوانی در آنجا رشد
می‌کنند و یک شبکه مینرالیزه را به‌وجود می‌آورند که می‌تواند منجر
به ایجاد درصد بالاتر استواینتگریشن در سطح ایمپلنت گردد. هرچند

امروزه، در صنعت ساخت ایمپلنت آماده‌سازی‌های سطح و طراحی‌های
مختلفی وجود دارد که نقش مهمی در ایجاد اتصال بافت به ایمپلنت و
میزان موفقیت ایمپلنت‌ها دارد. تمام‌کاری بیرونی‌ترین لایه ایمپلنت
نقش بسیار مهمی در سطح رشد استخوان دارد. انواع مختلف
آماده‌سازی سطح از جمله ماشین‌کاری، اچ‌کردن با اسید^۱، ماشین‌کاری
لیزر، بلست‌کردن و استفاده از مواد پاشیدنی قابل جذب^۲ (RBM) و
پوشش‌های آلیاژی که باعث افزایش فعالیت استخوان می‌شود، مورد
استفاده قرار می‌گیرند. اغلب از ترکیب چند روش برای فیکس شدن
بهتر ایمپلنت استفاده می‌کنند. برای مثال Szmukler Moncler

^۱acid etched

^۲ResorbableBlastMedium

بررسی ایمپلنت Laser-Lok از کمپانی BioHorizons می‌پردازیم. ایمپلنت internal Laser-Lok از آلیاژ Ti-6Al-4V به طول ۱۰ میلی‌متر و قطر ۴ میلی‌متر می‌باشد. در اینجا مهم‌ترین قسمت طراحی روی کولار زاویه‌دار این ایمپلنت می‌باشد. به این ترتیب که توسط تکنیک لیزر ابلیشن میکروکانال‌های مربعی بسیار دقیق، منظم و موازی یکدیگر روی قسمت کولار ۲ میلی‌متری این ایمپلنت طراحی می‌شوند که میکروکانال‌های Laser-Lok نامیده شده‌اند. ناحیه ۰/۵ میلی‌متر بالای کولار صاف می‌باشد و در ۰/۷ وسط کولار میکروکانال‌هایی به فاصله ۸ میکرون و عمق ۵ میکرون که در تماس با بافت نرم است، جهت بهینه‌سازی سطح ایمپلنت برای اتصال بافت همبند وجود دارد. در ۰/۸ میلی‌متر پایین کولار که در تماس با بافت سخت قرار دارد، میکروکانال‌هایی به فاصله ۱۲ میکرون و عمق ۱۰ میکرون قرار گرفته است که جهت بهینه‌سازی سطح ایمپلنت برای اتصال بهتر به استخوان طراحی شده‌اند [۴].



شکل ۱: موقعیت قرارگیری میکروکانال‌های Laser-Lok نسبت به بافت‌های اطراف

اتصال بافت نرم و سخت با میکروکانال‌های ۸ و ۱۲ میکرونی روی کولار به دلیل خاصیت کنترل جهت سلولی و هدایت تماسی^۴ این میکروکانال‌ها است که نتیجه بیش از ۱۵ سال بررسی‌های گسترده در این زمینه می‌باشد (شکل ۱). تحقیقات وسیع بر روی ایمپلنت Tapered Laser-Lok نشان داده‌اند که طراحی خاص کولار ایمپلنت Laser-Lok منجر به کاهش تحلیل استخوان کرسنال می‌گردد.

در یک تحقیق بافت شناسی در سال ۲۰۰۸ که توسط Nevins و همکارانش انجام گرفت، اتصال بافت همبند به میکروکانال‌های ۸ میکرونی ایمپلنت Laser-Lok مشخص گردید و هیچ علامتی از التهاب هم دیده نشد. این اتصال بافت همبند به ایمپلنت از جابه‌جایی

این شیارهای میکرونی روی سطح ایمپلنت ایجاد می‌شود و سلول‌های استخوانی می‌توانند در آنجا رشد کنند، اما هیچ نظم خاصی ندارند و نمی‌توانند منجر به رشد سلولی در جهت خاصی شوند. حال برای هدایت و کنترل رشد سلولی در جهت دلخواه، کمپانی BioHorizons توسط تکنیک لیزر ابلیشن میکروکانال‌های دقیق در ابعاد سلولی و با کیفیت سطحی بسیار بالا را روی کولار ایمپلنت Laser-Lok ایجاد نمود. مزیت اصلی این میکروکانال‌های ظریف و منظم، کنترل جهت رشد سلولی می‌باشد به این ترتیب که میکروکانال‌ها از رشد سلول در جهت عمود (محور Y) جلوگیری می‌کنند و در عوض باعث رشد سلولی در جهت موازی با میکروکانال‌ها (محور X) می‌گردند.

تحلیل استخوان کرسنال می‌تواند به دلایل مختلفی ایجاد شود که مهم‌ترین آن‌ها پاسخ استخوان به عوامل بیولوژیکی موجود در سطح تماس استخوان و ایمپلنت و همچنین پاسخ استخوان به فاکتورهای مکانیکی بارهای اعمال شده می‌باشد. در نتیجه استخوان کرسنال در اطراف ایمپلنت شکلی همچون نعلبکی^۳ پیدا می‌کند که می‌تواند با گذشت زمان بیشتر شود و باعث شکست گردد.

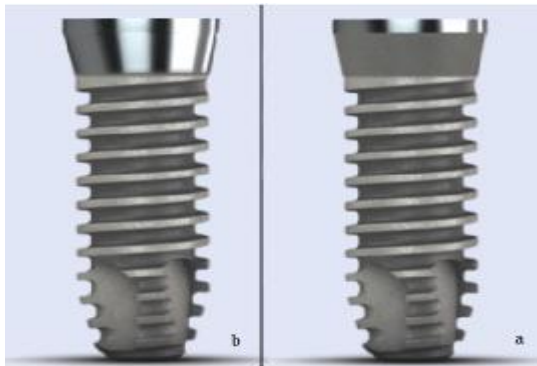
مقدار تحلیل زودرس استخوان کرسنال متغیر است و بعد از سال اول به مقدار زیادی کاهش می‌یابد. Adell میانگین تحلیل اولیه را ۱/۵ میلی‌متر از اولین رزوه گزارش کرده است یعنی، در بعضی ایمپلنت‌ها میزان تحلیل کمتر از این مقدار و در سایر ایمپلنت‌ها بیش از این مقدار است [۲]. گزارش‌های مختلفی در مورد ایمپلنت‌های با دوره ترمیم مشابه و نیروی وارده یکسان نشان می‌دهند که نوع طراحی ایمپلنت بر تحلیل استخوان کرسنال تأثیر می‌گذارد. طرح‌های ایمپلنت ممکن است بر مقدار یا نوع نیروی وارده بر ایمپلنت تأثیر گذارد [۳]. مثلاً یک کولار صاف باعث انتقال نیروهای برشی به استخوان می‌شود که استخوان کمترین میزان تحمل نسبت به آن را دارد. استخوان در برابر نیروهای فشاری بیشترین مقاومت را دارد. در برابر نیروهای کششی ۳۰ درصد ضعیف‌تر و در برابر نیروهای برشی ۶۵ درصد ضعیف‌تر است.

از نظر مکانیکی، تنش زیاد می‌تواند مسئول تحلیل استخوان کرسنال باشد. یک روش بیومکانیکی جهت کاهش تنش، افزایش سطح ناحیه‌ای است که در تماس با ایمپلنت می‌باشد و ایمپلنت را حمایت می‌کند. در نتیجه با طراحی مناسب ایمپلنت به خصوص روی کولار آن که در تماس با استخوان کرسنال است، می‌توان سطح تماس ایمپلنت با استخوان را در این ناحیه حساس آناتومیک افزایش داد و باعث کاهش تنش وارد بر استخوان شد. در این تحقیق با در نظر گرفتن نوع طراحی مناسب بر روی کولار ایمپلنت که در تماس با استخوان کرسنال می‌باشد و در جهت افزایش سطح تماس فانکشنال در این ناحیه به

^۴Contact guidance

^۳saucer-like shape

بررسی و با نمونه ایمپلنت شاهد مقایسه می‌نماییم. لازم به ذکر است که ایمپلنت شاهد در این تحقیق از همه نظر از قبیل اندازه، شکل، جنس، ابعاد، زوایا و ... کاملاً مشابه ایمپلنت Laser-Lok می‌باشد و تنها تفاوت آن‌ها در ناحیه کولار است. به این ترتیب که نمونه شاهد فاقد میکروکانال‌های Laser-Lok می‌باشد و دارای کولار ماشین شده است. در نتیجه با مقایسه این دو ایمپلنت، تأثیر میکروکانال‌های Laser-Lok بر روی میزان و نحوه توزیع تنش در استخوان اطرافش را بررسی می‌کنیم (شکل ۲).



شکل ۲: الف) ایمپلنت Laser-Lok، ب) ایمپلنت شاهد

روش کار برای بررسی تنش در استخوان اطراف ایمپلنت Laser-Lok و مقایسه با ایمپلنت شاهد به این ترتیب است که پس از ساخت مدل سه‌بعدی ایمپلنت Laser-Lok و ایمپلنت شاهد و همچنین مدل سه‌بعدی استخوان فک پایین (مندیل)، هر دو ایمپلنت را به‌طور جداگانه با استخوان مندیل در ناحیه پره‌مولر و البته با در نظر گرفتن شرایط مرزی مناسب مونتاژ می‌نماییم. پس از مش‌بندی و در نظر گرفتن المان‌های مورد نظر با توجه به نیروهای وارد بر دندان در حین جویدن و در نظر گرفتن شرایط طبیعی، نیروی ۱۰۰ نیوتنی را در دو حالت محوری^۶ (صفر درجه) و مایل^۷ با دو زاویه ۱۵ و ۴۵ درجه به مرکز اباتمنت ایمپلنت‌ها اعمال می‌کنیم. حال با توجه به روش آنالیز المان محدود توسط نرم‌افزار ANSYS دو فصل مشترک در قسمت کولار - استخوان را برای نرم افزار تعریف می‌کنیم. از آنجا که در ایمپلنت Laser-Lok به دلیل وجود میکروکانال‌های ۱۲ میکرونی روی کولار، قفل مکانیکی با استخوان‌های اطراف ایجاد و در نتیجه کاملاً اتصال کولار با استخوان برقرار می‌شود، حالت bonded تعریف می‌گردد در حالی که در ایمپلنت شاهد به دلیل وجود کولار صاف و ماشین شده، هیچ گونه اتصال مکانیکی بین کولار با استخوان اطراف برقرار نمی‌شود و حالت nonbonded (frictionless) برای آن فرض می‌شود.

اپیکال اپی‌تلیوم جلوگیری می‌نماید و به عنوان یک سیل بیولوژیکی با محافظت بیشتر از استخوان باعث کاهش تحلیل استخوان کرسنال می‌گردد [۵].

یک تحقیق وسیع کلینیکی توسط Ricci و همکارانش در سال ۲۰۰۹ انجام گرفت. بررسی‌های لازم در مدت ۳۷ ماه بر روی ۱۵ بیمار که برای هر نفر یک ایمپلنت Laser-Lok در مقایسه با یک ایمپلنت شاهد وجود داشت، انجام گرفت. در ماه ۳۷ ام متوسط عمق پروپ، ۳/۳۰ میلی‌متر برای ایمپلنت Laser-Lok در مقایسه با ۳/۶۰ میلی‌متر برای ایمپلنت شاهد می‌باشد که این کاهش عمق پروپ نشان دهنده تشکیل یک سیل بافت نرم در بالای استخوان کرسنال در ایمپلنت Laser Lok است. همچنین در طول مدت ۳۷ ماه، تحلیل استخوان کرسنال برای ایمپلنت Laser-Lok تنها ۰/۵۹ میلی‌متر بود در حالی که برای ایمپلنت شاهد تا ۱/۹۴ میلی‌متر بوده است [۴]. در یک تحقیق شبیه‌سازی Ricci, Alexander و همکارانش در سال ۲۰۰۷ به بررسی و تحلیل تنش‌های وارد بر استخوان کرسنال در اینترفیس کولار ایمپلنت Tapered Laser-Lok و مقایسه آن با نمونه شاهد پرداختند. این تحقیق با اعمال بار ۸۰ نیوتنی در دو حالت محوری و جانبی نشان‌دهنده کاهش تنش‌های اطراف استخوان کرسنال در ایمپلنت Laser-Lok نسبت به نمونه شاهد بود [۶].

روش بررسی

روش آنالیز المان محدود^۵ در حل مسائلی با هندسه پیچیده به کار گرفته می‌شود که حل دقیق این مسائل به روش‌های دیگر غیر ممکن می‌باشد. روش اجزای محدود یک تکنیک برای حل مسائل مکانیکی پیچیده با تقسیم مدل توسط مش‌بندی به مجموعه‌ای از اجزای کوچک‌تر و ساده‌تر می‌باشد که متغیرهای میدانی در این المان‌ها با استفاده از توابع شکلی قابل درون‌یابی می‌باشند. به عبارت دیگر FEA روشی است که به جای اینکه به دنبال یک تابع حل برای کل مدل بگردد، توابع حلی را برای هر جزء محدود (المان) فرموله می‌کند و سپس آن‌ها را برای به دست آوردن حل کل مدل به دقت با هم تلفیق می‌نماید.

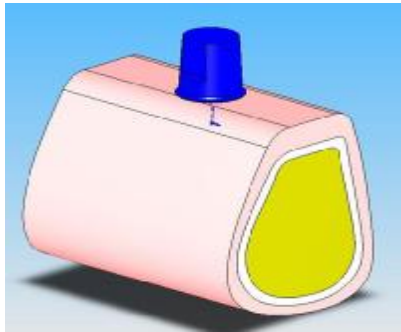
شبیه‌سازی اجزای محدود یک ایمپلنت دندانی از نظر نوع، جزء گروه تحلیل جامدات است که با یکسری از نرم افزارهای پیشرفته قابل اجرا می‌باشد. از آنجا که تحلیل نیروها در فصل مشترک ایمپلنت با استخوان انجام می‌گیرد، تحلیل تماسی مورد نیاز می‌باشد. دو نرم‌افزار نام آشنا در این حوزه ANSYS و ABAQUS می‌باشند که در این پروژه از نرم‌افزار Workbench ANSYS 10.0 استفاده شده است.

در این تحقیق ما به روش آنالیز المان محدود، تنش‌های وارد بر استخوان کرسنال در اطراف ایمپلنت Laser-Lok Internal را

⁶axial

⁷oblique

⁵Finite Element Analysis (FEA)



شکل ۵: مدل ایمپلنت قرار گرفته در استخوان مندیبل قبل از مش

خواص مکانیکی مواد و مش بندی مدل

در جدول زیر خواص مکانیکی مواد مختلف مورد استفاده در این تحقیق آورده شده است. خواص مواد به صورت ایزوتروپیک^۸ و الاستیک خطی^۹ فرض شدند. همچنین مواد به صورت هموزن در نظر گرفته شدند (جدول ۱) [۷ و ۸].

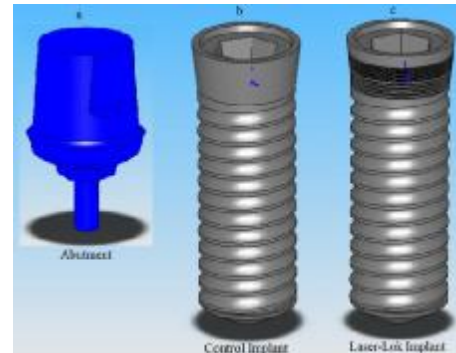
جدول ۱: خواص مکانیکی مواد به کار رفته در این تحقیق

نسبت پواسون	مواد	مدول یانگ (Mpa)	قسمت
۰/۲۶	استخوان کورتیکال	۳۴۰۰۰	استخوان
۰/۳۸	استخوان اسفنجی	۱۳۴۰۰	مندیل
۰/۳۶	Ti-6Al-4V	۱۱۰۰۰۰	ایمپلنت
۰/۳۶	Ti-6Al-4V	۱۱۰۰۰۰	اباتمنت

در مرحله مش بندی، مدل موجود که از یک سری حجمها تشکیل شده است به اجزای کوچکتری به نام المان تقسیم می شود که این المانها در محل گرهها به هم می پیوندند (شکل ۶). در این تحقیق با ایجاد مش بندی ریز برای افزایش دقت آنالیز از تعداد المانهای زیادی استفاده کردیم به این ترتیب که ۱۶۴۷۴۴ گره و ۱۳۵۵۶۶ المان ایجاد کردیم که ۸۷۴۷۶ المان توپر^{۱۰} و از نوع 10 Node Quadratic Tetrahedron و ۴۸۰۹۰ المان تماسی^{۱۱} در نظر گرفته شد. حال مدل مش بندی شده آماده اعمال شرایط مرزی^{۱۲} می باشد. در این مرحله تمام نقاط در بخش میزالی و دیستالی مدل از حرکت در تمام امتدادها منع گردیدند.

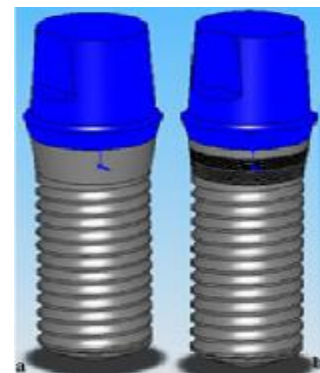
بارگذاری و اعمال نیرو: در این مرحله نیروی ۱۰۰ نیوتنی به مرکز اباتمنت ایمپلنت Laser-Lok و نیز ایمپلنت شاهد وارد گردید. ابتدا نیروی ۱۰۰ نیوتنی به صورت محوری سپس نیروهای مایل ۱۵ درجه و

در این تحقیق مدل های سه بُعدی استخوان مندیبل، ایمپلنت Laser-Lok و ایمپلنت شاهد و نیز مدل سه بُعدی اباتمنت هم اندازه آنها به روش top-down و با استفاده از نرم افزار Solidworks 2006 مدل سازی شدند (شکل ۳). با اصلاح مدل ساخته شده در حد مطلوب و بعد از اینکه مدلها دارای حداکثر شباهت با واقعیت شدند، در مرحله بعدی جهت آنالیز و تحلیل نهایی به ANSYS Workbench انتقال داده شدند.



شکل ۳: الف) مدل اباتمنت، ب) مدل ایمپلنت شاهد، ج) مدل ایمپلنت Laser-Lok

حال مدل اباتمنت همسایز را بر روی ایمپلنتها قرار می دهیم (شکل ۴).



شکل ۴: الف) مدل ایمپلنت شاهد با اباتمنت هم اندازه، ب) مدل ایمپلنت Laser-Lok با اباتمنت هم اندازه

سپس هر دو ایمپلنت را جداگانه در مدل استخوان مندیبل جای گذاری و مونتاژ می کنیم (شکل ۴).

^۸Isotropic

^۹Linear Elastic

^{۱۰}solid

^{۱۱}contact

^{۱۲}BoundaryCondition

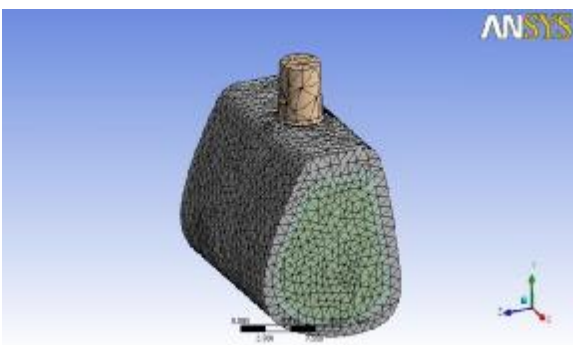
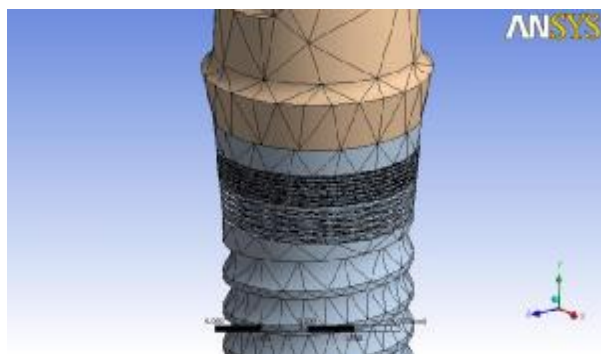
مگاپاسکال با میانگین $4/6870$ مگاپاسکال بود. در حالی که این تنش‌ها در ایمپلنت شاهد در ۶ نقطه متناظر از استخوان کرسنال به ترتیب $17/2$ ، $4/2391$ ، $4/3337$ ، $1/7027$ ، $1/6963$ و $1/65$ مگاپاسکال با میانگین $5/1369$ مگاپاسکال بود که به طور کلی بیشتر از تنش استخوان کرسنال در ایمپلنت Laser-Lok می باشد (جدول ۲).

در نهایت ۴۵ درجه بر مرکز اباتمنت ایمپلنت‌ها اعمال گردید. حال مدل‌ها در هر مرحله با یک بارگذاری توسط Solver حل می‌گردد و نتایج به دست می‌آید.

یافته‌ها

در این بخش نتایج به دست آمده از مدلسازی‌ها به روش آنالیز المان محدود توسط نرم افزار ANSYS را بیان می‌کنیم.

در این تحقیق برای بررسی دقیق‌تر میزان تنش در ناحیه مهم استخوان کرسنال که در تماس با میکروکانال‌های ۱۲ میکرونی قرار دارند در این ناحیه، ۶ نقطه را که $0/8$ میلی‌متر طول دارد، با فواصل

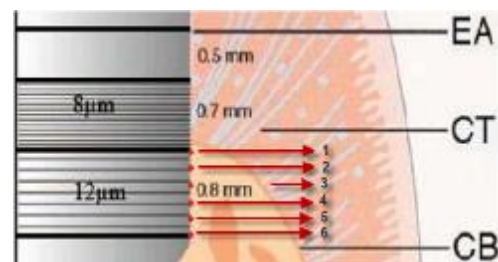


شکل ۶: مش بندی ایمپلنت Laser-Lok

جدول ۲: نشان دهنده تنش‌های وارد بر استخوان کرسنال در دو ایمپلنت Laser-Lok و شاهد با اعمال نیروی محوری ۱۰۰ نیوتن

استخوان کرسنال Crestal Bone	تنش در ایمپلنت Laser-Lok (MPa)	تنش در ایمپلنت شاهد (control) (MPa)
۱	$13/007$	$17/2$
۲	$4/1285$	$4/2391$
۳	$2/7402$	$4/3337$
۴	$2/4741$	$1/7027$
۵	$3/3992$	$1/6963$
۶	$2/3735$	$1/65$
میانگین	$4/6870$	$5/1369$

مساوی مشخص می‌کنیم و تنش را در این نقاط از استخوان آنالیز می‌نماییم (شکل ۷).



شکل ۷- تنش در اینترفیس کولار- استخوان در ناحیه میکروکانال‌های ۱۲ میکرونی در ۶ نقطه با فواصل یکسان از هم بررسی شد (نقاط قرمز رنگ)

مقایسه مقادیر تنش در ۶ نقطه از استخوان کرسنال با اعمال نیروی مایل ۱۵ درجه:

در این حالت نیروی ۱۰۰ نیوتنی مایل را با زاویه ۱۵ درجه به مرکز اباتمنت ایمپلنت Laser-Lok و شاهد اعمال کردیم. تنش‌ها در فصل مشترک میکروکانال‌های Laser-Lok با استخوان کرسنال از بالا

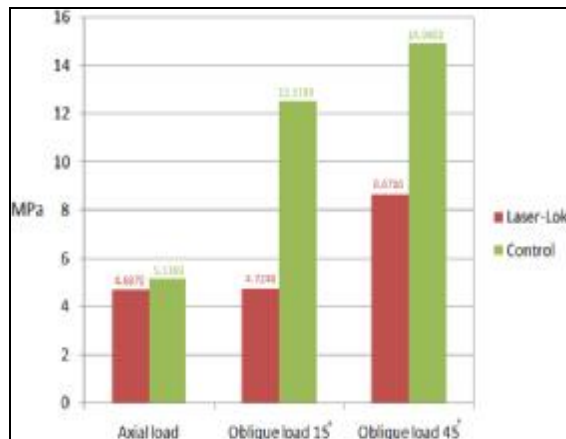
مقایسه مقادیر تنش در ۶ نقطه از استخوان کرسنال با اعمال نیروی محوری:

تنش‌های ایجاد شده به ازای اعمال نیروی محوری ۱۰۰ نیوتنی در ۶ نقطه از استخوان کرسنال در ایمپلنت Laser-Lok از بالا به پایین به ترتیب $13/007$ ، $4/1285$ ، $2/7402$ ، $2/4741$ ، $3/3992$ و $2/3735$

۳	۵/۴۴	۳۱/۶۲۷
۴	۵/۰۷	۱۰/۶۱۹
۵	۴/۸۲	۲/۹۱
۶	۴/۶۴	۱/۴۰۷
میانگین	۸/۶۷۱۶	۱۴/۹۴۰۳

مقایسه کلی مقادیر تنش و میز استخوان کرسنال بین دو ایمپلنت Laser-Lok و شاهد:

همان‌طور که دیدیم میزان تنش‌های ون میز مورد بررسی آنالیز المان محدود در ۶ نقطه در استخوان کرسنال اطراف ایمپلنت Laser-Lok Internal در تمام حالات کمتر از ایمپلنت شاهد بود. برتری ایمپلنت Laser-Lok در مورد کاهش تنش میانگین وارد بر استخوان کرسنال با اعمال بار محوری، ۸/۷۵ درصد نسبت به نمونه شاهد بود. اما با اعمال بار مایل با زاویه ۱۵ درجه، مشخصاً ایمپلنت Laser-Lok برتری ۶۲/۲۵ درصد و با زاویه ۴۵ درجه برتری ۴۱/۹۵ درصد را نسبت به ایمپلنت شاهد در مورد کاهش تنش‌های وارد بر استخوان کرسنال از خود نشان داد (نمودار ۱).



نمودار ۱: برتری ایمپلنت Laser-Lok نسبت به نمونه شاهد در مورد کاهش میانگین تنش‌های وارد بر استخوان کرسنال

بحث و نتیجه گیری

به طور کلی با اعمال نیروی محوری و مایل، تنش ون میز استخوان کرسنال در اطراف ایمپلنت Laser-Lok کمتر از تنش ون میز استخوان کرسنال در اطراف ایمپلنت شاهد نشان داد. تنش ون میز کمتر استخوان کرسنال در ایمپلنت Laser-Lok نسبت به ایمپلنت شاهد با توجه به اتصال استخوان کرسنال به میکروکانال‌های Laser-Lok می‌باشد که در میکروکانال‌های ۱۲ میکرونی ایجاد قفل مکانیکی می‌نماید. این میکروکانال‌ها به‌طور عمده‌ای از جابه‌جایی اپیکال

به‌ترتیب ۱۲/۲۳۲، ۵/۷۶۷۱، ۳/۰۱، ۲/۵۹، ۲/۴۵ و ۲/۳ مگاپاسکال با میانگین ۴/۷۲۴۸ مگاپاسکال بود درحالی‌که این تنش در استخوان کرسنال ایمپلنت شاهد در نقاط متناظر به ترتیب ۱۸/۵۶۱، ۱۸/۹۱۲، ۲۰/۴۳۲، ۱۰/۱۷۶، ۵/۰۲۲ و ۲/۰۱۳ مگاپاسکال با میانگین ۱۲/۵۱۹۳ مگاپاسکال بود. در اینجا در تمامی نقاط، تنش استخوان کرسنال در اطراف ایمپلنت Laser-Lok کمتر از تنش استخوان کرسنال در اطراف ایمپلنت شاهد می‌باشد (جدول ۳).

جدول ۳: تنش‌های وارد بر استخوان کرسنال در دو ایمپلنت-Laser Lok و شاهد با اعمال نیروی مایل ۱۰۰ نیوتنی با زاویه ۱۵ درجه

استخوان کرسنال Crestal Bone	تنش در ایمپلنت Laser-Lok (MPa)	تنش در ایمپلنت شاهد (control) (MPa)
۱	۱۲/۲۳۲	۱۸/۹۱۲
۲	۵/۷۶۷۱	۱۸/۵۶۱
۳	۳/۰۱	۲۰/۴۳۲
۴	۲/۵۹	۱۰/۱۷۶
۵	۲/۴۵	۵/۰۲۲
۶	۲/۳	۲/۰۱۳
میانگین	۴/۷۲۴۸	۱۲/۵۱۹۳

مقایسه مقادیر تنش در ۶ نقطه از استخوان کرسنال با اعمال نیروی مایل ۴۵ درجه:

در نهایت با اعمال نیروی مایل با زاویه ۴۵ درجه بر ایمپلنت‌ها، تنش‌های ایجادشده بر استخوان کرسنال اطراف ایمپلنت Laser-Lok در ۶ نقطه از بالا به‌ترتیب ۲۵/۳۲، ۶/۷۴، ۵/۴۴، ۵/۰۷، ۴/۸۲ و ۴/۶۴ مگاپاسکال با میانگین ۸/۶۷۱۶ مگاپاسکال مشخص گردید. در حالی‌که این مقادیر تنش در نقاط متناظر استخوان کرسنال اطراف ایمپلنت شاهد به‌ترتیب ۲۱/۹۰۱، ۳۱/۶۲۷، ۲۱/۱۷۸، ۱۰/۶۱۹، ۲/۹۱ و ۱/۴۰۷ مگاپاسکال با میانگین ۱۴/۹۴۰۳ مگاپاسکال نشان داده شد (جدول ۴).

جدول ۴: تنش‌های وارد بر استخوان کرسنال در دو ایمپلنت-Laser Lok و شاهد با اعمال نیروی ۱۰۰ نیوتنی با زاویه ۴۵ درجه

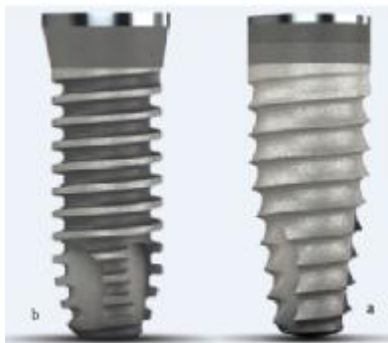
استخوان کرسنال Crestal Bone	تنش در ایمپلنت Laser-Lok (MPa)	تنش در ایمپلنت شاهد (control) (MPa)
۱	۲۵/۳۲	۲۱/۹۰۱
۲	۶/۷۴	۲۱/۱۷۸

سلول‌های اپی‌تلیال لثه‌ای و فیبروبلاست جلوگیری می‌کنند و باعث اتصال استئوبلاست‌ها و بافت نرم و سخت به میکروکانال‌ها می‌شود. همانطور که گفته شد یکی از دلایل اصلی کاهش تنش در استخوان کرسنال اطراف ایمپلنت Laser-Lok ایجاد قفل مکانیکی استخوان کرسنال در میکروکانال‌های ۱۲ میکرونی است که روی کولار ایمپلنت Laser-Lok طراحی می‌شود و باعث افزایش سطح تماس فانکشنال استخوان با ایمپلنت Laser-Lok و در نتیجه کاهش تنش در استخوان کرسنال اطراف ایمپلنت Laser-Lok نسبت به ایمپلنت شاهد می‌گردد. همچنین میکروکانال‌های Laser-Lok که بسیار دقیق و مربعی شکل طراحی شده‌اند و در تماس با بافت سخت قرار دارند، تنش مخرب برشی وارد بر استخوان را کاهش می‌دهند و بیشتر تنش را به صورت فشاری به استخوان کرسنال وارد می‌کنند که استخوان بیشترین مقاومت را در برابر آن دارد. در نتیجه از استخوان کرسنال که در تماس با میکروکانال‌های ۱۲ میکرونی است در مقایسه با استخوان در تماس با کولار صاف ایمپلنت شاهد بیشتر محافظت می‌گردد زیرا کولار صاف، تنش برشی بیشتری را به استخوان وارد می‌کند.

به‌طور کلی می‌توان گفت که برتری با میکروکانال‌های Laser-Lok می‌باشد که سطح تماس را با استخوان کرسنال افزایش می‌دهد و باعث تسهیل انتقال تنش به استخوان می‌شود و در نتیجه در تمامی نقاط، تنش کمتری را به استخوان کرسنال اطرافش اعمال می‌نماید. در نتیجه با توجه به فرضیه تأثیر عوامل استرس‌زا می‌توان گفت که احتمال تحلیل استخوان کرسنال در ایمپلنت Laser-Lok به دلیل اعمال تنش کمتر بر استخوان کرسنال، کمتر از ایمپلنت شاهد می‌باشد.

در نهایت ما به مقایسه تنش‌های وارد بر استخوان کرسنال بین ایمپلنت‌های الف) tapered Laser-Lok با کولار بدون زاویه که هم راستا با بدنه ایمپلنت می‌باشد و ب) internal Laser-Lok با کولار زاویه‌دار می‌پردازیم (شکل ۸). نتایج تنشی که ما در ایمپلنت

شکل ۸: الف) ایمپلنت tapered Laser-Lok با کولار بدون زاویه و هم راستا با بدنه، ب) ایمپلنت internal Laser-Lok با کولار زاویه‌دار



شکل ۸: الف) ایمپلنت tapered Laser-Lok با کولار بدون زاویه و هم راستا با بدنه، ب) ایمپلنت internal Laser-Lok با کولار زاویه‌دار

References

1. Szmukler-Moncler S, Perrin D, Ahossi V, Magnin G, Bernard J-P. Biological properties of acid etched titanium implants: Effect of sandblasting on bone anchorage. J Biomed Mater Res B 2004; 68: 149-59.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981; 10: 387-416.
3. Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements-a biomechanical approach. Clin Oral Implants Res 1999; 10: 394-405.
4. Gabriele E, Ceccarelli R, Bonelli M, Alexander H, Ricci JL. Clinical Evaluation of Laser Microtexturing for Soft Tissue and Bone Attachment to Dental Implants. Implant Dentistry 2009; 1:18.
5. Nevins M, Nevins ML, Camelo M, Boyesen JL, Kim DM. Human Histologic Evidence of a Connective Tissue Attachment to a Dental Implant. Quintessence Publishing Co.Inc; 2008.
6. Alexander H, Ricci JL, Hrico GL. Mechanical basis for bone retention around dental implants. J Biomed Mater Res B 2007; 88B: 306-11.

7. Geramy A, Sharafoddin F. Abfraction: 3D analysis by means of the finite element method. *Dental Research* 2003; 34(7): 526-33.
8. Geramy A. Alveolar bone resorption and the center of resistance modification (3-D analysis by means of the finite element method). *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2000; 117: 399-405.
9. Misch CE. *Dental implant prosthetics*. St Louis; Mosby. Elsevier; 2005.